文章编号:1000-4939(2024)06-1436-11

步频差异对大学生跑步时下肢冲击力和运动学特征的影响研究

史晓惠[1],梁潇[1],赵岷[2]

(1. 河南师范大学体育学院,453007 新乡;2. 山西大同大学体育学院,037009 大同)

摘 要:目的 对比以同一速度不同步频进行跑步时,步频的改变对大学生下肢冲击力和运动学参数的影响,为大学生合理的制定跑步计划提供参考。**方法** 随机选取了 15 名体育专业的男性大学生,让其分别以高步频(190 步/min)、中步频(170 步/min)、低步频(150 步/min)在跑步机上以同一速度(9 km/h)进行跑步。采用 1 000 Hz 的三维测力台和 200 Hz 的红外动作捕捉系统分别对对受试者跑步过程中下肢受到的冲击力和下肢各关节的运动学参数进行采集。**结果** 随着步频增加,受试者的垂直地面作用力的第一峰值力和第二峰值力均逐渐降低,具有显著性差异($P<0.05$);冲击负载率出现的第一峰值及第二峰值均逐渐降低,具有极显著性差异($P<0.01$)。着地时刻膝关节力矩随步频增加而降低,踝关节力矩和髋关节力矩随步频增加而增大($P<0.05$);离地时刻膝关节力矩和髋关节力矩随步频增加均无较显著变化($P>0.05$)。着地时刻下肢踝关节角度逐渐减小,膝关节角度逐渐增大,髋关节的屈伸和内收外展角度逐渐增加,具有显著性差异($P<0.05$);离地时刻踝关节内翻外翻、内旋外旋角度逐渐减小,膝关节被动内收外展角度逐渐增大,髋关节内旋外旋角度逐渐降低,具有显著性差异($P<0.05$)。支撑时期踝关节、膝关节活动幅度均逐渐减小,具有显著性差异($P<0.05$)。**结论** 适当增加步频有助于减少下肢冲击力和能量损失,降低运动损伤风险,并改善跑步过程中的运动学参数,提高跑步的效率和舒适度。

关键词:跑步;步频;大学生;下肢冲击力;运动学

中图分类号:G804.6 **文献标志码**:A **DOI**:10.11776/j.issn.1000-4939.2024.06.025

Influence of step frequency difference on the impact force and kinematic characteristics of lower limbs of college students during running

SHI Xiaohui[1],LIANG Xiao[1],ZHAO Min[2]

(1. Physical Education Institute of Henan Normal University,453007 Xinxiang,China;
2. School of Physical Education,Shanxi Datong University,037009 Datong,China)

Abstract:Objective To compare the influence of step frequency change on the impact force and kinematic parameters of lower limbs of college students when running at the same speed and with different step

收稿日期:2024-08-20 **修回日期**:2024-10-22
基金项目:中国教育学会第五批教育科研体育与卫生(国防教育)专项课题(No. 21TY043112ZB);河南省高水平运动员心理健康服务体系构建研究项目(No. 2022BTY010)
通信作者:史晓惠。E-mail:061109@htu.edu.cn
引用格式:史晓惠,梁潇,赵岷. 步频差异对大学生跑步时下肢冲击力和运动学特征的影响研究[J]. 应用力学学报,2024,41(6):1436-1446.
SHI Xiaohui,LIANG Xiao,ZHAO Min. Influence of step frequency difference on the impact force and kinematic characteristics of lower limbs of college students during running[J]. Chinese journal of applied mechanics,2024,41(6):1436-1446.

frequency so as to provide reference for college students to make a reasonable running plan. **Methods** In this study,15 male college students majoring in physical education were randomly selected to run at the same speed (9 km/h) on a treadmill at high step frequency (190 steps/min), medium step frequency (170 steps/min), and low step frequency (150 steps/min), respectively. A 1 000 Hz three-dimensional force measuring table and a 200 Hz infrared motion capture system were used to collect the impact force on the lower limbs and kinematic parameters of each joint of the lower limbs during the running process. **Results** With the increase of step frequency, the first and second peak forces of the subjects' vertical ground force decreased gradually, with significant differences ($P<0.05$). The first peak value and the second peak value of impact load ratio decreased gradually, and there was a very significant difference ($P<0.01$). At the moment of landing, the knee joint torque decreased with the increase of step frequency, and the moment of ankle joint and hip joint increased with the increase of step frequency ($P<0.05$). However, the knee joint torque and hip joint torque did not change significantly with the increase of step frequency ($P>0.05$). At the moment of landing, the angle of ankle joint decreased gradually while the angle of knee joint increased gradually, and the angle of flexion extension and adduction and abduction of hip joint increased gradually, with significant differences ($P<0.05$). At the time of lifting off the ground, the angle of ankle inversion and ectropion and internal and external rotation gradually decreased, the passive adduction and abduction angle of knee joint gradually increased, and the angle of internal and external rotation of hip joint gradually decreased, with significant differences ($P<0.05$). During the period of support, the movement amplitude of ankle joint and knee joint decreased gradually, with a significant difference ($P<0.05$). **Conclusion** Appropriate increase of step frequency is helpful for reducing the impact force and energy loss of lower limbs, reducing the risk of sports-induced injury, improving the kinematic parameters during running, and improving the efficiency and comfort of running.

Key words: running; step frequency; college student; lower limb impact force; kinematics

运动对人体的健康和生理功能有着积极的影响,而跑步作为一种广泛普及且易于实施的有氧运动方式,备受大学生的喜爱[1]。对大学生而言,跑步不仅有助于增强体质、改善心肺功能,还能有效缓解学业压力,促进心理健康。然而,随着跑步运动参与人数的增加和竞技水平的提高,跑步导致的下肢损伤问题也逐渐成为研究者们关注的焦点[2-3]。研究显示,跑步时膝关节受到的冲击力可达体质量的 3~5倍,长期承受这样的冲击力可能会导致人体膝关节的磨损和退化,增加关节炎的风险[4]。

在跑步过程中,步频(每分钟步数)作为跑步运动中的关键参数之一,对跑步者的运动表现和下肢受力状况具有显著影响[5]。不同步频下,跑步者的下肢受力模式、关节运动轨迹和肌肉激活状态都会发生相应变化,这些变化不仅会影响跑步者的运动效率和能量消耗,还可能导致下肢受伤风险的增加[6-7]。而在跑步过程中,适宜的步频则可以帮助减少能量消耗、提高运动效率,同时也会减少受伤的风险[8]。为此,学者们针对跑步运动中的步频对下肢的影响进行了广泛研究。王俊清等[9]通过探讨步频再训练对跑步时下肢冲击的生物力学影响,发现较高的步频能够减少地面接触时间,降低下肢冲击力峰值,从而减轻下肢关节和软组织的负担。万祥林等[10]指出以更大的步频/步幅比值跑步时,对应的能量消耗更低,能使跑步的动作更加平稳。然而,也有研究指出,过高的步频可能导致跑步者过度使用小腿肌肉,增加肌肉疲劳和损伤风险[11]。由此可见,步频与跑步姿势、肌肉力量和其他因素之间均存在相互关联,步频的调整既可以改变运动的节奏和稳定性,也可以对身体的冲击产生不同的影响[12]。

大学生作为跑步运动的重要参与群体和未来社会的建设者,其运动习惯、体能水平及生理特征具有一定的代表性。因此,关注大学生在跑步运动中的表现与适应性,对于为更广泛的跑步爱好者提供科学的运动指导,推动跑步运动的健康、持续发展,具有重要的理论和实践意义。然而,在大学生群体中,针对不同步频对跑步过程中大学生的下肢肌肉或关节状态影响的详细研究相对较少。基于此,本研究

旨在通过系统分析不同步频下大学生跑步时下肢冲击力的变化规律,探讨步频对垂直地面反作用力、关节力矩等关键力学指标的影响,并结合运动学参数(如关节角度、关节活动幅度等)的变化,综合评估不同步频对跑步运动性能的影响。通过揭示步频与相关力学及运动学参数之间的关系,不仅有助于深入理解跑步技术的力学机制,还能为大学生制定科学合理的跑步训练计划、预防运动损伤提供理论依据和实践指导。

1 材料与方法

1.1 研究对象

本研究选取了15名某大学体育学院的体育专业学生作为试验对象。

纳入标准:学生的年龄范围在20~22岁之间,身高在177.5~179.5 cm,体质量在69.5~73.4 kg,体质量指数(body mass index,BMI)在22~25之间。无严重心血管疾病、呼吸系统疾病、内分泌系统疾病等可能影响跑步能力的慢性疾病。具备正常的肌力、步态和足踝、足趾形态。无近期(试验前一个月)的下肢肌肉、关节损伤或手术史。无影响跑步能力的神经系统疾病或骨骼畸形。在试验开始前的2 d内,受试者不可进行剧烈的体育锻炼,以确保身体状态处于稳定且正常的水平。

排除标准:患有上述提到的任何严重慢性疾病或下肢肌肉、关节损伤。近期(试验前两周)有感冒、发热等急性疾病症状。因运动损伤或其他原因被医生建议限制或禁止跑步等剧烈运动的学生。试验前24 h内参与过剧烈运动,可能影响测试时的体力状态和下肢冲击力测试结果。正在使用影响运动能力或下肢肌肉力量的药物(如类固醇、肌肉松弛剂等)的学生。有精神疾病史或认知障碍的学生,因其特殊生理或心理状态,不适合参与此类测试。不愿意签署知情同意书或无法按照研究要求完成测试的学生。本试验方案通过河南师范大学伦理委员会批准(No. RAGH202101200001)。

表1 受试者基本信息

Tab. 1 Basic information of subjects

人数	性别	年龄/a	身高/cm	体质量/kg	身体质量指数/(kg·m^{-2})
15	男	21.56±1.33	178.32±2.58	71.65±3.22	23.44±1.41

1.2 测试用鞋

试验选用了Adidas Ultraboost 21跑步鞋作为测试用鞋,该运动鞋具有良好的缓冲性能和稳定性,可以最大程度地减少跑步过程中可能产生的额外冲击力。鞋中底采用的是一种由数千个能量胶囊组成的轻质泡沫材料,鞋中底的关键位置配备了Torsion System技术,有效增强受试者足部稳定性和支撑性。该跑鞋的前后跟落差(heel-toe drop)为10 mm的落地差(前掌20.5 mm,后掌30.5 mm),单只鞋的质量轻盈,仅为约371 g(42码)。在测试中,参与测试的学生将穿着统一的跑步鞋进行跑步,以确保测试条件的一致性。





图1 测试用鞋

Fig. 1 Shoes used for testing

1.3 测试设备

跑步机:用于控制参试学生跑步速度和距离[13]。选用了Life Fitness跑步机(型号:T5-GC;跑板尺寸:153 cm×56 cm;产地:美国),能够提供稳定的跑步环境,确保测试条件的一致性。跑步机具有多种速度和坡度设置,能够满足不同测试需求。

测力台:用于直接测量跑步过程中3个方向的地面反作用力,特别是垂直方向的地面反作用力,以评估下肢受到的冲击力[14]。测试选用了Kistler三维测力台(型号:9287C;尺寸:90 cm×60 cm×10 cm;产地:瑞士),采样频率为1 000 Hz。实时记录跑步者每一步的地面反作用力数据,包括垂直、前后和左右3个方向的分量。这种设备具有高灵敏度和快速响应的特点,能够准确捕捉跑步过程中的冲击力变化。

红外动作捕捉系统:用于同步采集参试学生在跑步过程中膝关节、踝关节、髋关节的运动学参数,如关节角度、屈伸角度、内外旋角度等[15]。测试采用瑞典生产的8镜头Qualisys Track Manager红外运

动捕捉系统,采样频率为 200 Hz。通过利用红外高速摄像机捕捉被动发光标记点,实时追踪跑步者下肢各关节的运动轨迹和角度变化。

2　试验设计

2.1　试验过程

受试者穿着舒适的运动服装和指定的测试用鞋,进行 10 min 的热身活动,包括慢跑、动态拉伸,以减少运动损伤的风险。热身完成后,在受试者身体的骨盆两侧(髂前上棘和髂后上棘)、膝盖骨上方和下方、外踝和内踝处、第一跖趾关节等特定部位粘贴反光标记点。

让受试者在跑步机上进行多次跑步测试,通过佩戴智能运动手环同步检测心率监测、呼吸频次等指标,最终确定将 170 步/min 作为自然步频。随后以自然步频慢跑 5 min,用于熟悉跑步机和测试设备,为确保受试者按照规定的步频进行跑步。在测试过程中,为受试者提供节拍器作为步频的实时反馈工具,节拍器的节奏与设定的目标步频相匹配,受试者可以根据节拍器的节奏调整自己的跑步步频。

使用跑步机,设定统一的跑步速度(9 km/h),并通过声音提示或视觉显示帮助受试者保持恒定速度。在正式试验前,先采集受试者在自然步频下的跑步数据作为基线数据。随后,指导受试者分别通过低步频(150 步/min)、中步频(170 步/min)和高步频(190 步/min)进行跑步,不同步频的跑步时间间隔为 30 min,以确保基本的生理恢复。每个步频下,受试者需保持恒定速度跑动 5 min,组间休息 3 min。为了更精确地控制步频,使用结合了运动捕捉技术的实时反馈系统,实时监测受试者的步频,并通过显示屏或耳机向受试者提供即时反馈,引导他们调整步频以达到预定目标。在受试者跑步过程中,测力台实时记录地面反作用力数据,高速摄像机则捕捉下肢各关节的运动轨迹和角度变化,并且数据采集系统需确保数据的连续性和准确性。为保证数据的可靠性和稳定性,每个步频下的试验需重复至少 3 次,并取平均值作为最终数据。

2.2　测试指标

试验主要采集不同步频对受试者跑步过程中的下肢落地冲击力和运动学影响的相关参数,包括冲击力、负载率、关节力矩及相关运动学参数等。Visual 3D 软件可接入本次试验涉及的相关数据采集系统,并对各项详细参数进行智能化获取和计算。具体包括如下参数。

2.2.1　下肢冲击力

1)垂直地面反作用力(ground reaction force, GRF)[16]:当足部与地面接触时,且膝关节达到屈曲最低点时,由地面产生的垂直向上的反作用力。地面反作用力是评估下肢承受冲击力大小的关键指标,其中冲击力第一峰值、第二峰值以及冲击力峰值达到的时间作为评价该指标的参数[17]。冲击力第一峰值通常出现在足部初始接触地面的瞬间,反映了落地时的即时冲击力;冲击力第二峰值则往往与膝关节屈曲到最低点时的地面反作用力相关,揭示了膝关节屈曲过程中的冲击力变化。同时,记录达到峰值的时间,用于反映冲击力产生和消散的速度信息。

2)地面负载率(冲击负载率):描述足部与地面接触时,地面产生的垂直反作用力随时间变化的速率,反映了冲击力的动态特征[18]。评价参数包括前脚掌负载率和后脚跟负载率,分别用负载率第一峰值、负载率第二峰值表示。并记录达到负载率峰值的时间,用于反映足部在着地过程中的缓冲能力和动态稳定性。

3)关节力矩:指作用在关节上的力和该力绕关节轴旋转半径的乘积,是描述关节转动时所需力量或抵抗转动力量的物理量[19]。其大小反映了肌肉在产生关节运动时所需的力量大小,同时也与关节的稳定性、运动效率和潜在的损伤风险密切相关。

2.2.2　下肢运动学参数

1)时空参数:用于描述跑步者在跑步过程中的时间和空间特征,包括步长、步态周期、支撑期、相对支撑期等[20]。使用运动捕捉系统记录跑步者的运动轨迹,进而计算时空参数。

2)下肢关节角度:指跑步过程中髋关节、膝关节和踝关节在不同时刻的弯曲或伸展程度,可以反映跑者下肢肌肉的协调性和力量输出[21]。使用运动捕捉系统来测量下肢髋、膝、踝关节角度并计算各关节的屈伸、内收外展、内旋外旋等运动学特征。各关节角度如图 2 所示。

3)下肢关节活动幅度:指跑步过程中某一关节在其运动范围内的最大和最小角度之间的差值[22]。关节活动幅度的大小可以反映跑者下肢关节的灵活

性和稳定性,通过测量和计算跑步过程中关节角度的变化范围来获得。

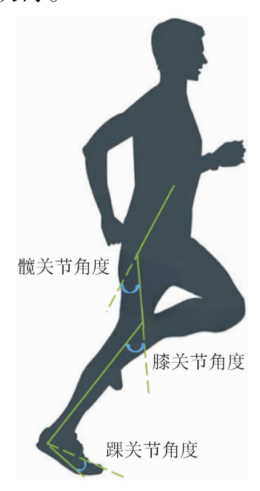


图2 人体下肢各关节角度示意图

Fig.2 Schematic diagram of the angles of various joints in the lower limbs of the human body

2.3 统计学分析

利用 SPSS 20.2 软件和 Excel 2019 对试验数据进行统计和分析,采用单因素方差分析比较不同步频下受试者的下肢冲击力和运动学参数的差异[23]。所有计数资料采用平均值 ± 标准差($\bar{x} \pm s$)进行表示,独立样本和配对样本的显著性进行 T 检验。当 $P<0.05$ 时,则代表组间数据存在显著性差异;$P<0.01$ 时,则代表组间数据存在极显著性差异。

3 研究结果

3.1 不同步频跑步时的下肢冲击力特征

3.1.1 不同步频跑步时的垂直地面反作用力

受试者在不同步频内进行跑步时垂直地面反作用力变化情况如表2所示。

随着跑步时步频的增加,受试者的垂直地面反作用力的第一峰值力和达到第一峰值力的时间均呈逐渐降低趋势,高步频较低步频的达到第一峰值力的时间有显著性差异($P<0.05$)。不同步频下跑步时的第二峰值力和达到第二峰值力的时间均呈逐渐降低趋势,高步频较低步频的达到第二峰值力的时间有显著性差异($P<0.05$)。表明以高步频跑步时,可以在较短时间内对落地时产生的垂直地面反作用力进行控制。

表2 不同步频跑步时的垂直地面反作用力

Tab.2 Vertical ground reaction force during running at different stride frequencies

测试指标	第一峰值力/BW	达到第一峰值力的时间/ms	第二峰值力/BW	达到第二峰值力的时间/ms
低步频(150 步/min)	1.62 ±1.34	14.17 ±2.02	5.86 ±0.28	47.38 ±2.06
中步频(170 步/min)	1.61 ±1.57	13.09 ±1.38	5.52 ±0.27	43.42 ±2.16
高步频(190 步/min)	1.54 ±0.68 *	11.75 ±2.33 *	4.03 ±0.41 *	38.65 ±3.04 *

注:* $P<0.05$,有显著性差异;** $P<0.01$,有极显著性差异。

3.1.2 不同步频跑步时的冲击负载率

表3为受试者在不同步频内进行跑步时冲击负载率变化情况。冲击负载率出现的第一峰值及第二峰值随着步频的增加而降低,且均具有极显著性差异($P<0.01$);高步频跑步时冲击负载率的第一峰值较低步频降低了约109.47 BW/s,高步频跑步时冲击负载率的第二峰值较低步频降低了约244.97 BW/s,表明以高步频跑步可以显著提升下肢落地时的减震及冲击力缓冲效果。以不同步频跑步时冲击负载率达到第一峰值的时间随步频增加而减少,具有显著性差异($P<0.05$),而达到第二峰值的时间并未呈现较显著性变化($P>0.05$)。

表3 不同步频跑步时的冲击负载率

Tab.3 Impact load rate during running at different stride frequencies

测试指标	第一峰值/(BW·s^{-1})	达到第一峰值的时间/ms	第二峰值/(BW·s^{-1})	达到第二峰值的时间/ms
低步频(150 步/min)	306.12 ±0.77	11.36 ±1.52	643.08 ±0.65	39.25 ±1.67
中步频(170 步/min)	265.74 ±0.62	10.75 ±1.08	502.16 ±0.22	41.15 ±1.38
高步频(190 步/min)	196.64 ±0.54 **	8.65 ±1.26 *	398.11 ±0.29 **	40.72 ±1.06

注:* $P<0.05$,有显著性差异;** $P<0.01$,有极显著性差异。

3.1.3　下肢各关节的力矩

表 4 为不同步频跑步时下肢各关节的力矩。由表 4 可知,随着步频增加,受试者在跑步过程中着地时刻膝关节力矩、伸膝力矩第一峰值、伸膝力矩第二峰均呈现降低趋势,高步频较低步频有显著性差异($P<0.05$),而离地时刻膝关节力矩随步频增加略有增加,无显著性差异($P>0.05$)。着地时刻踝关节力矩和最大伸踝力矩均呈现显著增大趋势,高步频较低步频有极显著性差异($P<0.01$),而离地时刻踝关节力矩随步频增加而降低;着地时刻髋关节力矩和最大屈髋力矩均显著增大,高步频较低步频有显著性差异($P<0.05$),离地时刻髋关节力矩随步频增加略有变化,但无显著性差异($P>0.05$)。

表 4　不同步频跑步时下肢各关节的力矩

Tab. 4　Torque of lower limb joints during running at different step frequencies

测试指标	低步频(150 步/min)	中步频(170 步/min)	高步频(190 步/min)
着地时刻膝关节力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	−0.79 ±0.62	−0.91 ±0.17 *	−1.24 ±0.38 *
伸膝力矩第一峰值/($Nm \cdot kg^{-1}$)	1.89 ±0.32	1.92 ±0.35 *	1.63 ±0.48
伸膝力矩第二峰值/($Nm \cdot kg^{-1}$)	3.28 ±0.15 *	2.97 ±0.37 *	2.75 ±0.41
离地时刻膝关节力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	−0.31 ±0.22 *	−0.30 ±0.14 *	−0.28 ±0.18 *
着地时刻踝关节力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	−1.86 ±0.49 *	−1.14 ±0.21 *	−0.46 ±0.29 **
最大伸踝力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	−5.23 ±0.45 *	−4.67 ±0.36	−3.98 ±0.44 **
离地时刻踝关节力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	1.33 ±0.24 *	1.12 ±0.10	0.96 ±0.13 *
着地时刻髋关节力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	−3.42 ±1.33 *	−3.01 ±1.02	−2.35 ±0.95 *
最大屈髋力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	−5.24 ±2.03 *	−4.68 ±1.71 *	−3.87 ±1.21
离地时刻髋关节力矩/($Nm \cdot kg^{-1}$)	2.36 ±0.51	2.35 ±0.08	2.36 ±0.44

注: * $P<0.05$,有显著性差异; ** $P<0.01$,有极显著性差异。

3.2　不同步频跑步时的下肢运动学特征

3.2.1　时空参数

表 5 为不同步频跑步的时空参数变化。受试者分别以低步频、中步频、高步频 3 种不同的速度进行跑步,以低步频、中步频跑步时,步长并没有较显著差异($P>0.05$);但随着步频增加,受试者的步长逐渐减小。

3 种步频的步态周期和支撑期均随步频增加而减少,但相对支撑期随步频增加而呈现增加趋势,且高步频较低步频的相对支撑期具有极显著性差异($P<0.01$)。表明在保持一定速度的情况下,跑步频率的增加往往会导致步长、步态周期、支撑期的减小,相对支撑期则同步增加。

表 5　不同步频跑步的时空参数变化

Tab. 5　Changes in spatiotemporal parameters of running with different stride frequencies

测试指标	步长/m	步态周期/s	支撑期/s	相对支撑期/%
低步频(150 步/min)	2.88 ±0.11	0.82 ±0.04	0.28 ±0.03	32.42 ±3.47
中步频(170 步/min)	2.76 ±0.35	0.77 ±0.02	0.26 ±0.12	34.17 ±2.36
高步频(190 步/min)	2.27 ±0.26 *	0.69 ±0.03 *	0.24 ±0.08 *	38.06 ±2.12 **

注: * $P<0.05$,有显著性差异; ** $P<0.01$,有极显著性差异。

3.2.2　不同步频跑步着地时刻的下肢关节角度

表 6 为不同步频跑步时着地时刻的下肢关节角度特征。

受试者在以不同步频跑步时着地时刻踝关节的跖屈背曲角度随步频增加而呈现减小趋势,具有显著性差异($P<0.05$);踝关节的内翻外翻角度随步频的增加而减小,但差异不显著($P>0.05$);踝关节的内旋外旋角度随步频的增加而减小,且高步频较低步频具有极显著性差异($P<0.01$)。膝关节的屈伸角度随步频增加而增大,无显著性差异($P>0.05$);膝关节的被动内收外展和内旋外旋角度均随步频增加而增大,有极显著性差异($P<0.01$)。髋关节的屈伸角度随步频增加而增大,内旋外旋角度随步频增加而减小,具有显著性差异($P<0.05$);

髋关节的内收外展角度随步频增加而呈现增大趋势,且高步频较低步频具有极显著性差异($P<0.01$)。表明在保持一定速度的情况下,跑步频率的增加均会对着地时刻的踝关节、膝关节、髋关节角度造成影响,且对踝关节的内旋外旋角度、膝关节和髋关节的内收外展角度的影响尤为显著。

表 6 不同步频跑步时着地时刻的下肢关节角度特征

Tab. 6 Characteristics of lower limb joint angles at landing time during running at different stride frequencies

测试指标	踝关节角度/(°)			膝关节角度/(°)			髋关节角度/(°)		
	跖屈背曲	内翻外翻	内旋外旋	屈伸	被动内收外展	内旋外旋	屈伸	内收外展	内旋外旋
低步频(150 步/min)	−91.36 ± 4.28	−3.55 ± 1.87	−20.32 ± 5.56	8.75 ± 2.26	−0.69 ± 0.08	−6.38 ± 2.06	−44.36 ± 8.54	−0.48 ± 0.14	−7.36 ± 2.55
中步频(170 步/min)	−87.68 ± 4.52	−3.32 ± 1.67	−17.74 ± 4.08	9.06 ± 3.56	−0.98 ± 0.13	−8.16 ± 3.17	−47.05 ± 3.27	−0.87 ± 0.16	−5.08 ± 1.72
高步频(190 步/min)	−82.18 ± 3.86*	−3.16 ± 1.26	−13.18 ± 4.04**	9.27 ± 4.61*	−1.44 ± 0.32**	−13.62 ± 2.52**	−50.13 ± 2.08*	−1.62 ± 0.54**	−2.39 ± 1.81*

注:* $P<0.05$,有显著性差异;** $P<0.01$,有极显著性差异。

3.2.3 *不同步频跑步离地时刻的下肢关节角度*

表 7 为不同步频跑步时离地时刻的下肢关节角度特征。受试者在以不同步频跑步时离地时刻踝关节的跖屈背曲角度随步频增加而增大,但无显著性差异($P>0.05$);踝关节的内翻外翻、内旋外旋角度均随步频的增加而减小,且具有显著性差异($P<0.05$)。离地时刻膝关节的屈伸角度随步频增加而增大,但无显著性差异($P>0.05$);膝关节的被动内收外展随步频增加而降低,有显著性差异($P<0.05$),膝关节的内旋外旋随步频增加而呈现增大趋势,且高步频较低步频具有极显著差异($P<0.01$)。离地时刻髋关节的屈伸、内收外展角度均随步频增加而呈现增大趋势,具有显著性差异($P<0.05$),髋关节的内旋外旋角度随步频增加呈现降低趋势,且高步频较低步频具有极显著性差异($P<0.01$)。表明在保持一定速度的情况下,跑步频率的增加均会对离地时刻踝关节、膝关节、髋关节角度造成影响,且对膝关节和髋关节的内旋外旋角度的影响尤为显著。

表 7 不同步频跑步离地时刻的下肢关节角度特征

Tab. 7 Characteristics of lower limb joint angles at different running frequencies and ground clearance time

测试指标	踝关节角度/(°)			膝关节角度/(°)			髋关节角度/(°)		
	跖屈背曲	内翻外翻	内旋外旋	屈伸	被动内收外展	内旋外旋	屈伸	内收外展	内旋外旋
低步频(150 步/min)	−53.37 ± 6.74	−11.54 ± 4.08	−9.06 ± 3.43	15.14 ± 3.74	3.23 ± 1.14	−6.48 ± 3.12	−7.38 ± 2.63	1.37 ± 0.12	−15.77 ± 4.82
中步频(170 步/min)	−53.65 ± 5.16	−12.32 ± 3.16	−7.65 ± 3.11	15.67 ± 2.78	−2.46 ± 1.05	−9.44 ± 3.56	−8.91 ± 2.71	2.50 ± 0.15	−12.16 ± 5.02
高步频(190 步/min)	−53.82 ± 5.23	−13.47 ± 3.87	−5.82 ± 2.41*	15.89 ± 3.76	−0.98 ± 0.24*	−13.04 ± 5.46**	−12.08 ± 3.48*	5.34 ± 0.26*	−7.36 ± 3.17**

注:* $P<0.05$,有显著性差异;** $P<0.01$,有极显著性差异。

3.2.4 *支撑时期不同步频下肢关节的活动幅度*

表 8 为受试者支撑时期不同步频的下肢关节活动幅度。受试者分别以高步频、中步频、低步频 3 种不同的步频进行跑步,支撑时期踝关节的跖屈背曲角度、内翻外翻角度、内旋外旋角度均随步频的增加而呈现减小趋势,且具有显著性差异($P<0.05$)。支撑时期膝关节的屈伸角度、被动内收外展角度、内旋外旋角度均随步频的增加而呈现减小趋势,且踝关节内旋外旋角度具有极显著性差异($P<0.01$)。髋关节的屈伸角度、内旋外旋均随步频增加而减小,具有显著性差异($P<0.05$),但髋关节的内收外展角度随步频增加而呈现增大趋势,具有极显著性差异($P<0.01$)。

表 8　支撑时期不同步频的下肢关节活动幅度

Tab. 8　Lower limb joint range of motion at different stride frequencies during the support period

测试指标	踝关节活动幅度/(°)			膝关节活动幅度/(°)			髋关节活动幅度/(°)		
	跖屈背曲	内翻外翻	内旋外旋	屈伸	被动内收外展	内旋外旋	屈伸	内收外展	内旋外旋
低步频(150 步/min)	50.14 ± 5.36	15.67 ± 2.78	16.08 ± 4.21	36.61 ± 5.23	9.66 ± 2.13	15.62 ± 6.27	41.56 ± 2.38	6.28 ± 0.73	17.33 ± 5.21
中步频(170 步/min)	47.71 ± 3.12	13.45 ± 3.28	14.22 ± 3.57	33.86 ± 3.32	7.59 ± 3.55	10.86 ± 4.06	38.27 ± 2.08	8.78 ± 0.54	16.31 ± 3.53
高步频(190 步/min)	42.33 ± 6.03*	10.86 ± 4.05*	11.91 ± 4.22*	26.75 ± 6.18*	5.24 ± 1.06*	6.58 ± 2.32**	37.09 ± 2.13	12.03 ± 0.16**	14.76 ± 3.65*

注:* $P<0.05$,有显著性差异;** $P<0.01$,有极显著性差异。

4　分析与讨论

4.1　下肢冲击力变化的分析与讨论

随着跑步步频由 150 步/min 增加到 190 步/min,跑步过程中所产生的第一峰值力呈现逐渐降低的趋势,这意味着在高步频下,跑步者触地时受到的初始冲击力会相对较小。同样地,达到第一峰值力的时间也随着步频的增加而减少,表明高步频跑步时,跑步者能够更快地达到最大的冲击力,从而可能更有效地分散或控制这一冲击力。第二峰值力也随着步频的增加而逐渐降低,这个力通常与脚部离地前的推力相关,较低的第二峰值力表明在高步频下,跑步者将会用更少的力来完成每一步的推地动作。达到第二峰值力的时间在高步频下也显著减少,这进一步说明在较高的步频下,跑步者能够更快地完成脚步的回收和推地动作。综上而言,以高步频跑步时,跑步者能够在较短的时间内对落地时产生的垂直地面反作用力进行控制,更快达到最大的冲击力,从而更有效地分散或控制这一冲击力,这对于提高跑步效率、降低能量消耗、减少跑步的损伤风险具有重要意义[24-25]。为此,在跑步时,通过适当增加步频,可以有效减少对跑步者下肢受到的冲击力,并缩短这些冲击力达到峰值的时间,从而对跑步者的健康和性能产生积极影响[26]。

此外,步频的增加还显著降低了冲击负载率,减少了下肢受到的冲击和应力,进一步降低了运动损伤的风险[27]。特别是以 190 步/min 的高步频跑步时,冲击负载率的第一和第二峰值均大幅降低($P<0.05$),表明高步频跑步能有效提升下肢的减震及冲击力缓冲效果。这是因为高步频下步幅减小,脚与地面的接触时间缩短,冲击力被更快分散和减少,从而降低了下肢受到的冲击负载率,这对于预防跑步引起的关节和肌肉损伤具有显著意义。且随着步频的增加,冲击负载率的第一峰值出现时间也逐渐缩短($P<0.05$),表明下肢在着地后更快地达到最大冲击力,这种快速达到峰值力的能力有助于减少冲击力的持续时间,从而降低累积损伤的风险。然而,第二峰值出现时间无显著性变化($P>0.05$),这表明了在跑步的不同阶段,身体对于冲击力的处理方式有所不同,其往往会受多种因素影响,而不仅仅是步频。因此,在跑步训练中,适当增加步频不仅有助于提升跑步者的健康水平,减少运动损伤,还能提高跑步性能[28]。

不同跑步步频对受试者的膝关节、踝关节和髋关节力矩也具有不同程度的影响。随着步频的增加,着地时刻的膝关节力矩、伸膝力矩的第 1 峰值和第 2 峰值均显著降低($P<0.05$),表明在 190 步/min 的高步频下,膝关节在着地和伸展过程中承受的冲击载荷减小,这可能是由于高步频下每一步的触地时间缩短,减少了地面反作用力对膝关节的持续作用时间,从而减轻了膝关节的负担。然而,在离地时刻膝关节力矩变化不显著,这可能说明在离地阶段,膝关节的发力模式相对稳定,不受步频变化的显著影响。着地时刻踝关节力矩和最大伸踝力矩的显著增加($P<0.05$),表明以 190 步/min 的高步频跑步时,踝关节需要承担更多的冲击力和推进力,这要求踝关节周围肌肉有更强的力量和更快的反应速度,以维持稳定性和推进力。离地时刻踝关节力矩的降低,这可能是因为高步频下更快的离地动作,减少了对踝关节的依赖,转而更多地依赖髋关节和膝关节

的协同作用来完成推进。着地时刻髋关节力矩和最大屈髋力矩的显著增加($P<0.05$),表明在高步频跑步中,髋关节在着地阶段承担了更多的缓冲和推进任务。随着步频的增加,为了保持身体平衡和推进力,髋关节的屈曲和伸展动作更加频繁且有力,这也对髋关节周围肌肉的力量和耐力提出了更高要求。而髋关节力矩随步频增加略有变化,但这种变化无显著性差异($P>0.05$),表明髋关节在离地时刻的作用相对稳定。

4.2 下肢运动学参数变化的分析与讨论

通过比较不同步频跑步时的受试者的下肢运动学特征,发现在跑步过程中无论是脚离地时刻还是脚落地时刻,受试者跑步步频的变化均会对受试者的下肢各关节活动造成显著影响,且随着步频的增加,踝关节、膝关节和髋关节的角度均有所调整。首先,跑步步频提高时,踝关节的跖屈背曲角度在脚离地时略有增加($P>0.05$),但在脚落地时显著减小($P<0.05$),说明高步频下跑步者在着地时脚更接近完全伸展状态,以更快地进入支撑相,减少能量损失。此外,踝关节的内旋外旋角度在步频增加时显著减小($P<0.05$),这是为了减少着地时的冲击力。而膝关节在跑步时主要起稳定支撑作用,其屈伸角度随步频增加而略有增大,但无显著性差异($P>0.05$)。然而,膝关节的被动内收外展角度在脚离地时减小,脚落地时增大,这反映了跑步者为适应高步频而需要更大的灵活性和活动范围。对于髋关节,在离地和落地时刻的内收外展角度均随步频增加而显著增大($P<0.05$),这表明高步频下髋关节需要更大的侧向运动来维持身体的稳定性和平衡。而髋关节的内旋外旋角度随步频增加而减小,这意味着在高步频下为提高跑步稳定性和减少能量损失,髋关节的旋转运动会受到较多限制。

步频的改变也对受试者下肢关节(踝关节、膝关节和髋关节)的活动幅度具有显著影响。随着步频的增加(从 150 步/min 到 190 步/min),踝关节的跖屈背曲角度减小($P<0.05$),这可能是因为高步频要求更快的脚步转换,使得每次着地时的踝关节背曲角度减小,以便更快地进入下一次的推进阶段。内翻外翻角度的减小($P<0.05$),可能表明在高步频下,受试者更加注重稳定性,通过减小踝关节的侧向运动来降低受伤风险,即受试者会自然地减小踝关节的侧向运动(内翻和外翻),这是因为侧向运动容易导致踝关节扭伤,特别是当外侧韧带受到过度牵拉时,在高步频下,与踝关节稳定性相关的肌肉(如小腿肌肉群)会提前激活,以增加关节的刚度和稳定性,这种预激活有助于减少踝关节在着地瞬间的侧向运动。特别是内旋外旋角度的显著减小($P<0.01$)进一步证实了高步频下踝关节活动的减少,为了适应更快的步频,踝关节的旋转运动被限制或优化,通过减少不必要的能量消耗,以增加步频来提高跑步效率。膝关节的屈伸角度、被动内收外展角度和内旋外旋角度也随步频增加而减小,具有显著性差异($P<0.05$),这表明在较快的步频下,膝关节的运动可能更加直接和高效,减少了不必要的运动,以支持更快的跑步速度。髋关节的屈伸角度和内旋外旋角度随步频增加而减小,但内收外展角度却呈现增大趋势,均具有显著性差异($P<0.05$)。这可能是由于在 190 步/min 的高步频下,为了维持身体的稳定性和平衡,髋关节需要更多地依赖内收外展动作来补偿其他关节(特别是踝关节和膝关节)活动的减少。

5 结 论

1)从不同步频对大学生下肢冲击力的影响来看,随着跑步的步频由 150 步/min 增加到 190 步/min,大学生跑步者下肢受到的冲击力和冲击负载率均显著减小;跑步步频为 190 步/min 时,对跑步者的膝关节、踝关节和髋关节的力矩也产生积极的影响。这种跑步方式不但能提高跑步效率,还能降低能量消耗和减少运动损伤的风险。

2)从不同步频对大学生运动学参数的影响来看,踝关节在脚落地时趋于完全伸展,内旋外旋角度减小以减少冲击力,而跖屈背曲和内翻外翻角度的减小则反映了为追求高步频而进行的运动优化。膝关节在稳定支撑的基础上,其屈伸角度略有增加,但被动内收外展角度的变化显示了高步频下更大的灵活性需求。髋关节则表现出更明显的侧向运动增加,以维持身体在高步频下的稳定性和平衡,同时内旋外旋角度的减小表明髋关节旋转运动的限制,以提高跑步效率和减少能量损失。

综上所述,适当增加步频可以显著影响跑步者下肢关节的运动模式,这些变化有助于提高跑步效率和减少受伤概率。因此,在跑步训练中,特别是对于大学生跑步者,适当提高步频是一种值得推荐的

技术调整。然而,跑步者应注意个体差异,根据个人的身体状况和跑步习惯来调整步频,以确保最佳的跑步表现和最小的受伤风险。未来的研究将进一步探索如何个性化地调整步频,以及如何通过训练来优化这些生物力学变化,从而为跑步者提供更精确的指导建议。

参考文献:

[1] 张勤,陈诗琴,李斐. 青年大学生跑者下肢关节等速肌力与关节刚度的相关性研究[J]. 应用力学学报,2023,40(3):724-732.
ZHANG Qin,CHEN Shiqin,LI Fei. Correlation between isokinetic lower-limb joint strength and joint stiffness in young college runners[J]. Chinese journal of applied mechanics,2023,40(3):724-732(in Chinese).

[2] JOHNSON C D,TENFORDE A S,OUTERLEYS J,et al. Impact-related ground reaction forces are more strongly associated with some running injuries than others[J]. The American journal of sports medicine,2020,48(12):3072-3080.

[3] SUN X L,LAM W K,ZHANG X N,et al. Systematic review of the role of footwear constructions in running biomechanics:implications for Running-Related injury and performance[J]. Journal of sports science & medicine,2020,19(1):20-37.

[4] BONTEMPS B, VERCRUYSSEN F, GRUET M, et al. Downhill running:what are the effects and how can we adapt? A narrative review[J]. Sports medicine,2020,50(12):2083-2110.

[5] PATOZ A,LUSSIANA T,THOUVENOT A,et al. Duty factor reflects lower limb kinematics of running[J]. Applied sciences,2020,10(24):8818.

[6] 范婷,张美珍,张力文,等. 不同认知任务跑步时髌股关节痛患者下肢运动学和动力学特征[J]. 体育学刊,2023,30(3):136-144.
FAN Ting,ZHANG Meizhen,ZHANG Liwen,et al. Lower-limb kinematic and dynamics characteristics for patellofemoral joint pain-patients during running with different cognitive tasks[J]. Journal of physical education,2023,30(3):136-144(in Chinese).

[7] MCGRATH R L,ZIEGLER M L,PIRES-FERNANDES M,et al. The effect of stride length on lower extremity joint kinetics at various gait speeds[J]. PLoS one,2019,14(2):e0200862.

[8] MONTE A,MUOLLO V,NARDELLO F,et al. Sprint running:how changes in step frequency affect running mechanics and leg spring behaviour at maximal speed[J]. Journal of sports sciences,2017,35(4):339-345.

[9] 王俊清,张希妮,罗震,等. 步频再训练对跑步时下肢冲击的生物力学影响研究[J]. 应用力学学报,2020,37(5):2167-2175.
WANG Junqing,ZHANG Xini,LUO Zhen,et al. The influence of cadence retraining on impact forces and lower extremity biomechanics during running[J]. Chinese journal of applied mechanics,2020,37(5):2167-2175(in Chinese).

[10] 万祥林,曲峰,杨辰,等. 人体跖趾关节活动受限对行走时下肢生物力学特征的影响[J]. 中国运动医学杂志,2015,34(6):553-558.
WAN Xianglin,QU Feng,YANG Chen,et al. Influence of limited mobility of metatarsophalangeal joint on biomechanical characteristics of lower extremities during walking[J]. Chinese journal of sports medicine,2015,34(6):553-558(in Chinese).

[11] LENHART R L,THELEN D G,WILLE C M,et al. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces[J]. Medicine & science in sports & exercise,2014,46(3):557-564.

[12] 王俊清,张希妮,罗震,等. 步频和步长的改变对下肢生物力学的影响研究进展[J]. 中国运动医学杂志,2020,39(2):138-144.
WANG Junqing,ZHANG Xini,LUO Zhen,et al. Research progress on the effects of changes in step frequency and step length on lower limb biomechanics[J]. Chinese journal of sports medicine,2020,39(2):138-144(in Chinese).

[13] 郑义,曲毅,屈莎. 不同鞋底硬度对跑步时下肢生物力学特征的影响[J]. 科学技术与工程,2016,16(36):139-146.
ZHENG Yi,QU Yi,QU Sha. Effect of different sole hardness on the biomechanics of lower limb in running[J]. Science technology and engineering,2016,16(36):139-146(in Chinese).

[14] 杨洋,张希妮,罗震,等. 跑姿再训练对冲击力、下肢生物力学及刚度的影响[J]. 医用生物力学,2020,35(6):665-671.
YANG Yang,ZHANG Xini,LUO Zhen,et al. Effects of gait retraining on impact forces,lower limb biomechanics and stiffness[J]. Journal of medical biomechanics,2020,35(6):665-671(in Chinese).

[15] 井兰香,杨广辉. 两种拉伸对落地缓冲期下肢动力学及吸能模式的影响[J]. 应用力学学报,2021,38(6):2432-2440.
JING Lanxiang,YANG Guanghui. Effects of two kinds of stretch training on lower limb kinetics and energy absorption pattern during cushioning period[J]. Chinese journal of applied mechanics,2021,38(6):2432-2440(in Chinese).

[16] 魏震,王琳. 基于统计参数映射分析不同习惯落地模式跑者跑步过程中地面反力的差异[J]. 应用力学学报,2023,40(2):474-480.
WEI Zhen,WANG Lin. Ground reaction forces characteristics among runners with different foot strike patterns:analysis of one-dimensional statistical parametric mapping[J]. Chinese journal of applied mechanics,2023,40(2):474-480(in Chinese).

[17] 明安华,何辉,杨帆,等. 跑速对男性大学生下肢关节负荷特征的影响[J]. 应用力学学报,2022,39(2):224-230.
MING Anhua,HE Hui,YANG Fan,et al. Effect of running speed on lower extremity joint load in male college students[J]. Chinese journal of applied mechanics,2022,39(2):224-230(in Chinese).

[18] 夏锐,张希妮,傅维杰. 两种疲劳方案对落地时下肢运动学和冲击力时频特征的影响[J]. 医用生物力学,2017,32(5):427-435.
XIA Rui,ZHANG Xini,FU Weijie. Effects of two fatigue protocols on lower extremity kinematics and time/frequency-domain characteristics of impact forces during drop landing[J]. Journal of medi-

cal biomechanics,2017,32(5):427-435(in Chinese).

[19] 杨洪瑞,罗诗瑶,尚坤,等. 模拟低重力下步态行走的下肢生物力学分析[J]. 医用生物力学,2020,35(1):101-107.
YANG Hongrui,LUO Shiyao,SHANG Kun,et al. Biomechanical analysis of lower limbs during walking under simulated reduced gravity[J]. Journal of medical biomechanics,2020,35(1):101-107(in Chinese).

[20] 王虎军,王颖鹏,方伯言,等. 前臂负重对帕金森病患者行走过程中下肢时空参数和关节角度的影响[J]. 中国组织工程研究,2022,26(15):2307-2311.
WANG Hujun,WANG Yingpeng,FANG Boyan,et al. Effect of forearm weight-bearing on spatiotemporal parameters and joint angles of the lower limbs in patients with Parkinson's disease during walking[J]. Chinese journal of tissue engineering research,2022,26(15):2307-2311(in Chinese).

[21] 王松利,许占鸣,周越,等. 中长跑运动员下肢肌肉力量、刚度与跑步经济性和运动表现的关系研究[J]. 北京体育大学学报,2023,46(1):144-156.
WANG Songli,XU Zhanming,ZHOU Yue,et al. Relationship between lower-limb muscle strength,stiffness and running economy, performance for middle and long distance runners[J]. Journal of Beijing Sport University,2023,46(1):144-156(in Chinese).

[22] 李旭鸿,喻美鑫,范年春,等. 老年女性不同步行增速策略的下肢关节角度和角速度变化[J]. 中国运动医学杂志,2019,38(9):748-754.
LI Xuhong,YU Meixin,FAN Nianchun,et al. The changes of lower extremity joint angle and angular velocity of the elderly women with different speeding strategies when walking[J]. Chinese journal of sports medicine,2019,38(9):748-754(in Chinese).

[23] 杨亦敏,张泽毅,刘卉,等. 护踝对功能性踝关节不稳患者下肢运动生物力学特征的影响[J]. 医用生物力学,2023,38(4):742-748.
YANG Yimin,ZHANG Zeyi,LIU Hui,et al. Effects of ankle braces on lower extremity biomechanics of patients with functional ankle instability[J]. Journal of medical biomechanics,2023,38(4):742-748(in Chinese).

[24] 李秦陇,周越,王硕. 改变步频对无氧阈跑速下能量消耗、表面肌电和步态特征的影响[J]. 中国组织工程研究,2022,26(26):4153-4159.
LI Qinlong,ZHOU Yue,WANG Shuo. Changing step frequency influences energy expenditure,surface electromyography,and gait characteristics when running at anaerobic threshold[J]. Chinese journal of tissue engineering research,2022,26(26):4153-4159(in Chinese).

[25] 戴剑松,李靖,顾忠科,等. 步行和日常体力活动能量消耗的推算[J]. 体育科学,2006,26(11):91-95.
DAI Jiansong,LI Jing,GU Zhongke,et al. The calculation on energy expenditure of walking and daily physical activity[J]. China sport science,2006,26(11):91-95(in Chinese).

[26] HOBARA H,SATO T,SAKAGUCHI M,et al. Step frequency and lower extremity loading during running[J]. International journal of sports medicine,2012,33(4):310-313.

[27] LIEBERMAN D E,WARRENER A G,WANG J,et al. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force,hip torque,impact peak force and the metabolic cost of running in humans[J]. Journal of experimental biology,2015,218(21):3406-3414.

[28] BOYER E R,DERRICK T R. Select injury-related variables are affected by stride length and foot strike style during running[J]. The American journal of sports medicine,2015,43(9):2310-2317.

（编辑 张璐）